

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# **ZAVRŠNI RAD**

**Luka Alerić**

Zagreb, 2016.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj, dipl. ing.

Student:

Luka Alerić

Zagreb, 2016.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći stečena znanja tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se prof. dr. sc. Janošu Kodvanju na podršci, povjerenju te pruženoj pomoći i stručnom usmjeravanju pri izradi završnog rada.

Luka Alerić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite  
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:  
procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

## ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Luka ALERIĆ** Mat. br.: 0035182401

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Stabilnost osteosinteze dorzalnom pločicom na zaključavanje kod prijeloma distalnog radijusa**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Stability of fixation of distal radius fracture using dorsal locking plate**

### Opis zadatka:

Prijelomi distalnog radijusa spadaju među najčešće ozljede skeleta. U starijoj životnoj dobi znatno su učestaliji kod žena zbog izraženih osteoporotičnih promjena u strukturi kosti. Prijelomi distalnog radijusa često rezultiraju narušenim funkcijskim statusom šake i ručnog zgloba te bolovima i deformitetom. Uzimajući u obzir povećanje prosječne životne dobi te nivo aktivnost starije populacije, liječenje ovih prijeloma ima sve veći značaj. Adekvatna anatomska repozicija i biomehanička stabilnost koštanih ulomaka osigurava brže cijeljenje i ranu rehabilitaciju bolesnika. Prijelomi distalnog radijusa se danas operativno uglavnom liječe otvorenom repozicijom i unutarnjom fiksacijom pločicama i vijcima na zaključavanje. U radu je potrebno ispitati biomehaničku stabilnost osteosinteze s konvencionalnom i s novokonstruiranom dorzalnom pločicom na zaključavanje pri cikličkom opterećenju. Ispitivanja provesti na umjetnim distalnim radijusima s osteotomijom koja simulira nestabilnost na mjestu prijeloma. Pomake koštanih ulomaka odrediti bezkontaktno optičkim mjernim sustavom Aramis.

Tijekom rada potrebno je:

1. Upoznati se s radom umaralice i optičkog mjernog sustava Aramis.
2. Odrediti pomake koštanih ulomaka na mjestu frakturne pukotine. Ispitivanja provesti kod aksijalnog tlačnog opterećenja, dorzalnog i volarnog savijanja. Iznose opterećenja odabrati tijekom same provedbe mjerenja.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

25. studenog 2015.

Rok predaje rada:

1. rok: 25. veljače 2016
2. rok (izvanredni): 20. lipnja 2016.
3. rok: 17. rujna 2016.

Predviđeni datumi obrane:

1. rok: 29.2., 02. i 03.03. 2016.
2. rok (izvanredni): 30. 06. 2016.
3. rok: 19., 20. i 21. 09. 2016.

Zadatak zadao:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Igor Balen

## SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. KOŠTANI SUSTAV .....	2
2.1. Kost.....	2
2.1.1. Građa kosti .....	2
2.2. Palčana kost.....	3
2.2.1. Frakture distalnog radijusa.....	4
2.2.2. AO- klasifikacija prijeloma distalnog radijusa .....	4
3. OSTEOSINTETSKE PLOČICE .....	6
3.1. Pločica na zaključavanje .....	7
4. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE .....	9
4.1. Priprema uzorka .....	9
4.2. Optički mjerni sustav Aramis .....	14
4.3. Pozicioniranje modela.....	18
4.4. Provedba eksperimenta .....	21
5. REZULTATI .....	23
5.1. Rezultati ispitivanja pri aksijalnom opterećenju .....	23
5.2. Rezultati ispitivanja pri dorzalnom savijanju.....	26
6. ZAKLJUČAK.....	31
LITERATURA.....	32
PRILOZI.....	33

## POPIS SLIKA

Slika 1.	Građa ljudske bedrene kosti .....	3
Slika 2.	Distalni radijus .....	3
Slika 3.	Prijelomi distalnog radijusa prema AO- klasifikaciji .....	5
Slika 4.	Princip spajanja osteosintetskih pločica s kosti .....	6
Slika 5.	Cirkulacija u kosti kod komepresijskih pločica i pločica na zaključavanje [11]..	7
Slika 6.	Model umjetne kosti nakon osteotomije .....	9
Slika 6.	Distalni radijus nakon osteosinteze Zrinski pločicom na zaključavanje.....	10
Slika 7.	Vijak s narezanom glavom i oblik rupe za vijak na novokonstruiranoj pločici tvrtke Zrinski .....	11
Slika 8.	Rupa za vijak na hibridnoj pločici .....	11
Slika 9.	Distalni radijus nakon osteosinteze Synthes sustavom dorzalnih pločica na zaključavanje .....	12
Slika 10.	Naprava za ručno centriranje kosti u čelični kalup .....	13
Slika 11.	Model sa Zrinski pločicom nakon polimerizacije PMMA .....	13
Slika 12.	Servo-hidraulička umaralica Walter+Bai LFV-50-HH.....	14
Slika 13.	Optički mjerni sustav Aramis .....	15
Slika 14.	Ispitni modeli distalnog radijusa nakon nanošenja rastera.....	16
Slika 15.	Parametri za kalibraciju sustava za odgovarajući mjerni volumen.....	17
Slika 16.	Kalibracija sustava s kalibracijskim objektom CP20 90x72.....	18
Slika 17.	Naprava za pozicioniranje ispitnog modela pri aksijalnom opterećenju .....	19
Slika 18.	Naprava za pozicioniranje ispitnog modela pri dorzalnom savijanju .....	19
Slika 19.	Eksperimentalni postav pri aksijalnom opterećenju .....	20
Slika 20.	Eksperimentalni postav pri dorzalnom savijanju .....	21
Slika 21.	Trokutasto opterećenje pri cikličkom ispitivanju.....	22
Slika 22.	Maksimalni i minimalni pomaci kod 3. modela sa Zrinski pločicom tijekom 2000 ciklusa opterećenja.....	23
Slika 23.	Promjena duljine frakturne pukotine 3. modela sa Zrinski pločicom za svaki 100-ti ciklus opterećenja.....	24
Slika 24.	Maksimalni i minimalni pomaci koštanih ulomaka modela sa Synthes dorzalnim pločicama tijekom 2000 ciklusa .....	25

Slika 25.	Promjena duljine frakturne pukotine modela sa Synthes dorzalnim pločicama za svaki 100-ti ciklus opterećenja .....	25
Slika 26.	Maksimalni i minimalni pomaci koštanih ulomaka 3. modela sa Zrinski pločicom tijekom 2000 ciklusa.....	26
Slika 27.	Promjena duljine frakturne pukotine 3. modela sa Zrinski pločicom za svaki 100-ti ciklus .....	27
Slika 28.	Maksimalni i minimalni pomaci koštanih ulomaka modela sa Synthes dorzalnim pločicama tijekom 2000 ciklusa .....	28
Slika 29.	Promjena duljine frakturne pukotine modela sa Synthes dorzalnim pločicama za svaki 100-ti ciklus.....	28
Slika 30.	Usporedba srednjih vrijednosti promjene duljine pukotine kod modela sa Synthes i Zrinski pločicama pri aksijalnom opterećenju.....	30
Slika 31.	Usporedba srednjih vrijednosti promjene duljine pukotine kod modela sa Synthes i Zrinski pločicama pri dorzalnom savijanju.....	30

**POPIS TABLICA**

Tablica 1.	Promjena duljine frakturne pukotine za različite cikluse opterećenja .....	29
------------	--	----



**POPIS OZNAKA**

<b>Oznaka</b>	<b>Jedinica</b>	<b>Opis</b>
$F$	N	sila opterećenja
$\Delta l$	mm	promjena duljine frakturne pukotine
$U$	mm	ukupni pomak kosti
$v$	mm/s	brzina opterećivanja
$t$	s	vrijeme
$\alpha$	$^{\circ}$	kut između kamera mjernog sustava Aramis

## SAŽETAK

Veliki problem današnjice predstavlja osteoporoza, kao jedna od najučestalijih bolesti starije populacije, no sve više i mlađih osoba. To je bolest kostiju karakterizirana smanjenom koštanom gustoćom i promijenjenom arhitekturom kosti koja uzrokuje deformitete, bolove i prijelome kostiju.

Jedni od najčešćih osteoporotičnih prijeloma su prijelomi distalnog radijusa. Liječe se osteosintezom, odnosno otvorenom repozicijom i unutarnjom fiksacijom pločicama i vijcima na zaključavanje. Razvoj osteosintetskih pločica temelji se na biomehaničkim spoznajama, kliničkim iskustvima i eksperimentalnim metodama.

U ovom radu eksperimentalno je ispitana biomehanička stabilnost osteosinteze pločicama na zaključavanje kod prijelom distalnog radijusa pri cikličkom opterećenju. Na umjetnim modelima kosti ispitane su konvencionalna dorzalna pločica na zaključavanje tvrtke Synthes i novokonstruirana dorzalna pločica na zaključavanje tvrtke Zrinski AG. Pomaci koštanih ulomaka su izmjereni bezkontaktno optičkim mjernim sustavom Aramis.

Ključne riječi: biomehanika, stabilnost, pločica na zaključavanje, distalni radijus

## 1. UVOD

Suvremena sociodemografska slika Europske unije obilježena je demografskim starenjem stanovništva, a uz moderni način života dolazi do porasta broja oboljenja [1]. Potreba za zdravstvenim i socijalnim uslugama sve je veća, pošto su njihovi najčešći korisnici osobe starije životne dobi. Na sreću istodobno se razvija medicinska i ostale znanosti, koje daju veliki doprinos u rješavanju tih problema.

Osteoporoza je jedna od najčešćih bolesti, osobito kod starijih osoba, česta je i kod žena u menopauzi ali se može pojaviti i u ranijoj životnoj dobi oba spola. Definirana je kao bolest kostiju karakterizirana smanjenom koštanom gustoćom i promijenjenom unutrašnjom arhitekturom kosti koja uzrokuje deformitete, bolove i prijelome [2]. Osteoporoza predstavlja velik zdravstveni i društveno ekonomski problem današnjice.

Prijelomi distalnog radijusa spadaju među najčešće ozljede skeleta, te često rezultiraju narušenim funkcijskim statusom šake i ručnog zgloba te bolovima i deformitetom.

Kako bi se riješio ovaj ozbiljan problem, potreban je maksimalan angažman cjelokupnog društva, te prvenstveno interdisciplinarni znanstveni angažman stručnjaka. Adekvatna anatomska repozicija i biomehanička stabilnost koštanih ulomaka osigurava brže cijeljenje i ranu rehabilitaciju bolesnika. U suradnji inženjerske i medicinske znanosti i struke, a zahvaljujući razvoju tehnologije, biomehaničkih spoznaja i kliničkih iskustava, danas se osteoporotični prijelomi uglavnom liječe osteosintezom, operativnim postupkom koji uključuje otvorenu repoziciju i unutarnju fiksaciju pločicama i vijcima na zaključavanje.

U ovom radu je ispitana biomehanička stabilnost osteosinteze s konvencionalnom i novokonstruiranom dorzalnom pločicom na zaključavanje pri cikličkom opterećenju. Ispitivanja su provedena na umjetnim distalnim radijusima s osteotomijom koja simulira nestabilnost na mjestu prijeloma. Korištene su dvije pločice – konvencionalne dorzalne pločice na zaključavanje tvrtke Synthes i novokonstruirane dorzalne pločice na zaključavanje tvrtke Zrinski AG. Eksperimentalna ispitivanja provedena su na dinamičkoj umaralici Walter+Bai uz korištenje komercijalnog optičkog mjernog sustava Aramis.

## 2. KOŠTANI SUSTAV

### 2.1. Kost

Kost je čvrsto potporno i vezivno tkivo koje podupire tjelesnu strukturu. Koštani sustav čine kosti, hrskavica, sveze i zglobovi. Kostur je sačinjen od kostiju, te zajedno s mišićima čini lokomotorni sustav. Kosti su čvrste i krute, ali istovremeno i lagane jer imaju šuplju unutrašnjost. Primarno tkivo kosti je koštano tkivo koje im daje čvrstoću te omogućuje trodimenzionalnu strukturu [3].

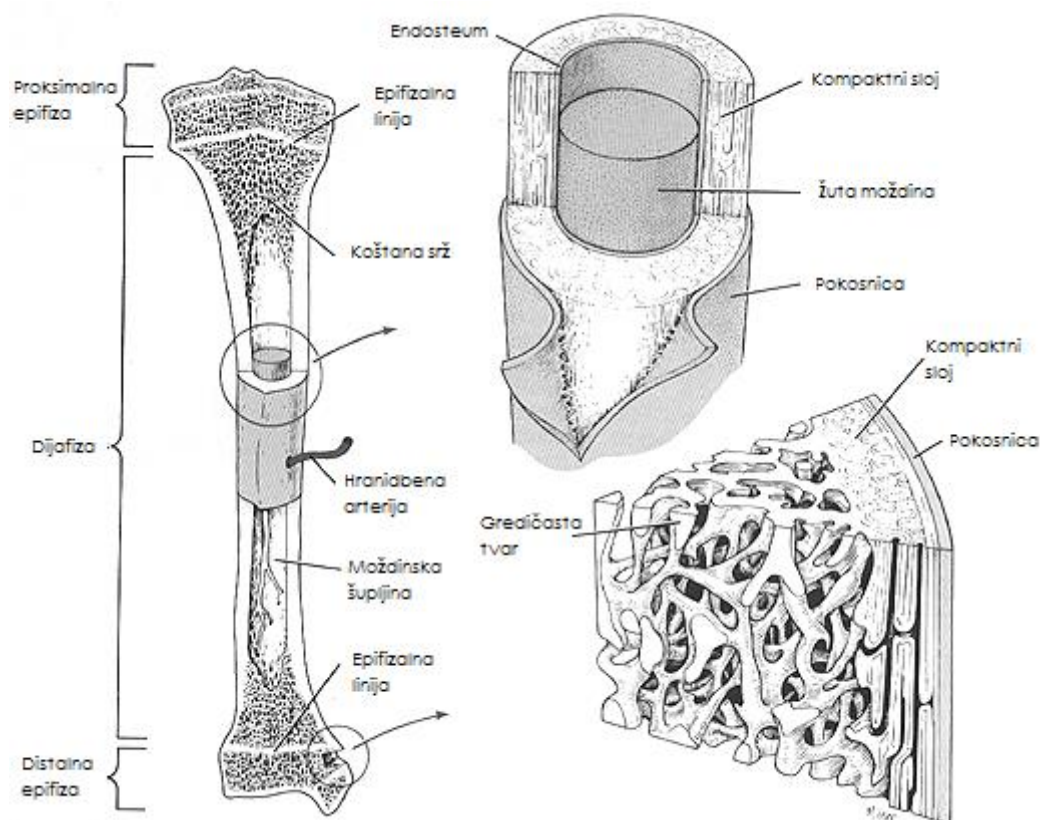
Najvažnije funkcije kostiju su zaštita unutarnjih organa, podupiranje kostura, produkcija krvi, skladištenje minerala, kretanje te provođenje zvuka (slušne kosti u uhu). Kosti nisu mrtve tvari u organizmu, već aktivno živo tkivo te se zbog toga obnavljaju kada dođe do povrede ili prijeloma.

#### 2.1.1. Građa kosti

Postoji nekoliko kriterija podjele građe kosti, a za ovaj rad potrebno je istaknuti kortikularnu (kompaktnu) kost te spužvastu kost.

Kortikalna (kompaktna) kost je čvrsti vanjski sloj kosti i sastoji se od kompaktnog koštanog tkiva, nazvanog tako zbog minimalno prisutnih šupljina. Poroznost mu je 5-30%. Ovo tkivo daje kosti glatkoću, bjelinu i čvrstoću, te čini 80% ukupne koštane mase odrasle osobe. Kompaktna kost se još naziva i gusta kost [2].

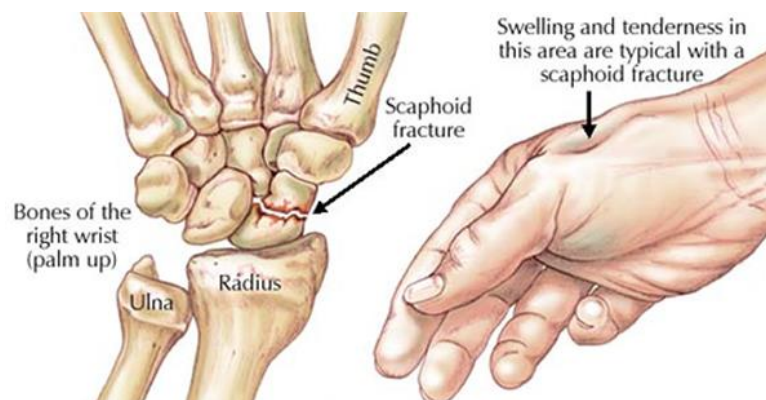
Spužvasta kost je spužvasto koštano tkivo koje ispunjava unutrašnjost kosti. Sastoji se od sitnih gredica, međusobno nepravilno povezanih, koje ga čine lakšim. U spužvastom koštanom tkivu nalazi se prostor za krvne stanice i koštanu srž. Spužvasta kost pridonosi ukupnoj koštanoj masi sa 20%, ali ima gotovo deset puta veći volumen od kompaktne kosti. Njezina poroznost je 30-90% [2]. Na slici 1. prikazana je građa i karakteristični dijelovi ljudske bedrene kosti (femura).



**Slika 1. Građa ljudske bedrene kosti**

## 2.2. Palčana kost

Palčana kost (radijus) je duga kost. Zajedno s ulnom čini drugi dio gornjeg uda (prvi dio je humerus, nadlaktična kost ili kost ramena). Zbog toga što ulna ne doseže zapešće, sile koje prima šaka prenose se s radijusa na ulnu putem međukoštane membrane [2].



**Slika 2. Distalni radijus**

Distalni radijus je donji kraj palčane kosti (slika 2). Distalni kraj radijusa je četverostran. Lateralna površina radijusa je bitno izbočena, završavajući distalno kao processus styloideus radii, za koji se hvataju sveze i tetiva brahioradijalnog mišića. Radijalni stiloidni nastavak radijusa veći je nego stiloidni nastavak ulne te se pruža distalnije. Taj podatak je bitan pri prijelomu palčane i lakatne kosti [2].

### **2.2.1. Frakture distalnog radijusa**

Najčešći prijelomi u svakodnevnoj kirurškoj praksi su upravo frakture distalnog radijusa. Mehanizam povreda se razlikuje ovisno o dobnoj skupini povrijeđenih. Kod mlađih pacijenata potrebno je djelovanje sile većeg intenziteta da bi došlo do povrede, dok kod pacijenata u starijoj populaciji prijelom izaziva sila malog intenziteta.

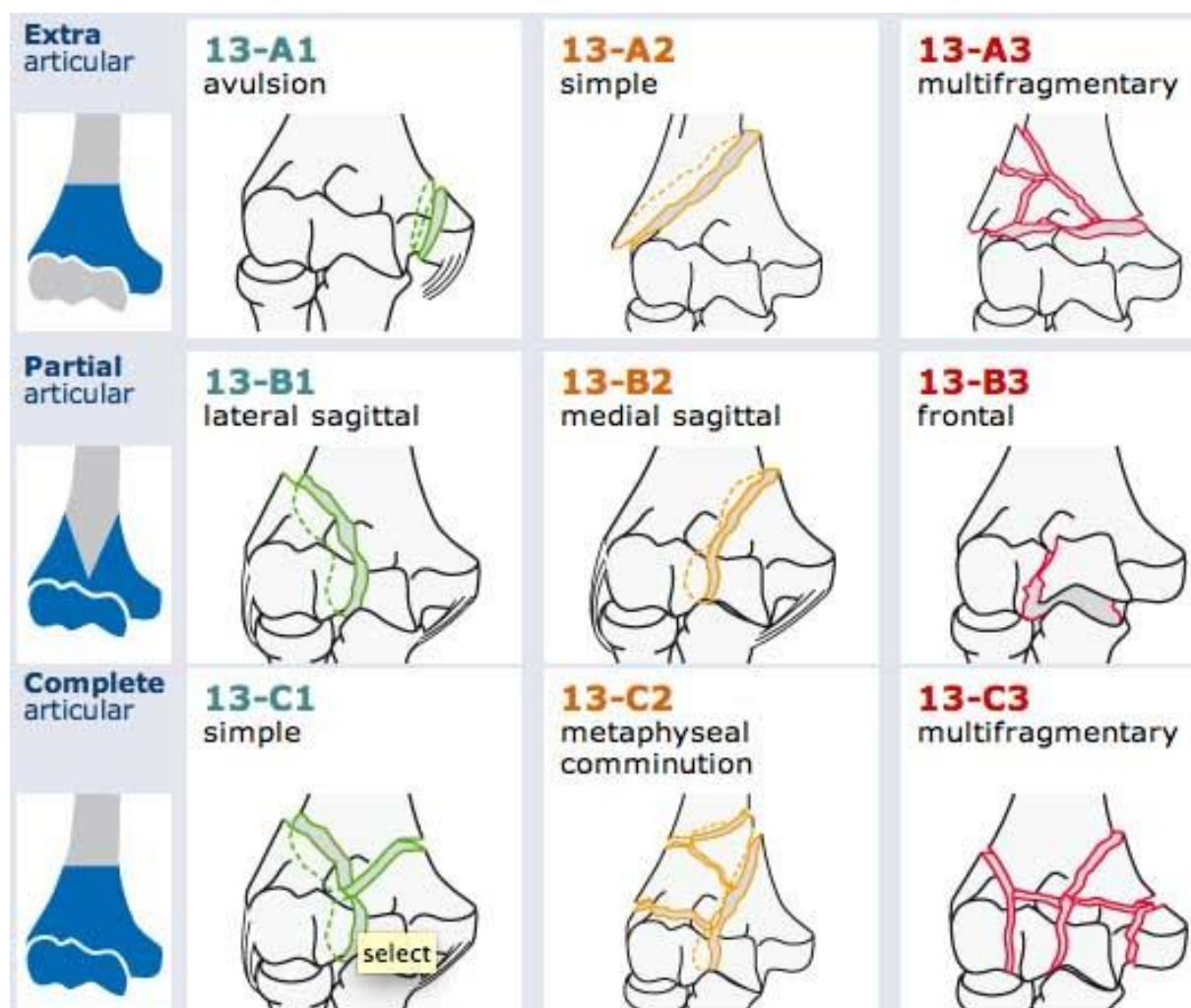
Najčešći oblik frakture distalnog radijusa naziva se Colles fraktura. Distalni fragment se iščaši dorzalno i često je prelomljen u više dijelova. Fraktura je rezultat prisilne dorzofleksije ruke, obično nastaje kao posljedica pokušaja olakšavanja pada ispruženjem gornjeg uda[4].

### **2.2.2. AO- klasifikacija prijeloma distalnog radijusa**

Prijelomi distalnog radijusa prema AO- klasifikaciji (slika 3) dijele se na:

- tip A - ekstraartikularna fraktura s jednim ulomkom,
- tip B – ekstraartikularna fraktura s dva ili tri ulomka,
- tip C – intraartikularna fraktura.

Prijelomi iz C skupine liječe se unutarnjom fiksacijom fragmenata osteosintetskim pločicama, te je potreban operativni zahvat.



Slika 3. Prijelomi distalnog radijusa prema AO- klasifikaciji

### 3. OSTEOSINTETSKE PLOČICE

Primjena pločica za unutarnju fiksaciju počela je krajem 19. stoljeća, međutim implatanti su u početku bili loši te su korištene krive metode. 1950-ih Danis i Muller postavili su revolucionarne principe i tehnike unutarnje fiksacije što dovodi do naglog razvoja metoda liječenja prijeloma od tada pa sve do danas [5]. Princip spajanja osteosintetskih pločica s kosti prikazan je na slici 4.



**Slika 4.    Princip spajanja osteosintetskih pločica s kosti**

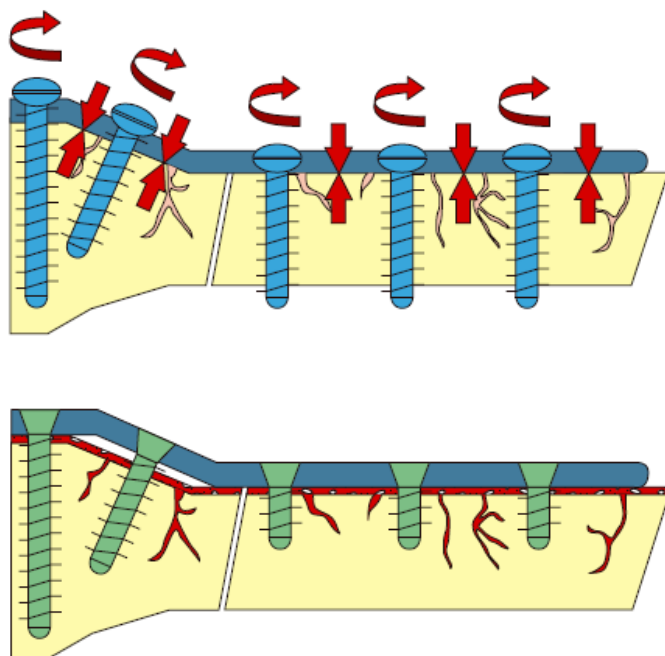
Svaka osteosintetska pločica mora zadovoljavati barem jednu od četiri funkcije:

- Statička kompresija – pločica komprimira prijelom pomoću vlaka postignutog prednaprezanjem tijekom operacije.
- Dinamička kompresija – kost preuzima sve tlačne, a pločica sve vlačne sile.
- Neutralizacija – postavlja se nakon postizanja interfragmentarne kompresije vijcima, te štiti prijelom, neutralizirajući momente torzije, fleksije i smika.
- Potporna funkcija – pločica štiti tanke dijelove kosti od raspada.



### 3.1. Pločica na zaključavanje

Osnovni principi postupka unutarnje fiksacije korištenjem konvencionalnog sustava pločice i vijka (kompresijska metoda) su izravna anatomska redukcija i stabilna unutarnja fiksacija prijeloma. Često je potrebno otvoriti široku ranu kako bi se osigurao pristup i omogućila vidljivost zone prijeloma, da bi se mogla izvršiti redukcija i fiksacija pločice. Ova metoda zahtijeva oblikovanje pločice na način da odgovara anatomiji kosti. Pritezanjem vijaka osigurava se naliježanje i kompresija pločice na kost. Stabilnost ovakvog sustava osigurana je trenjem između pločice i kosti. Glavni nedostatak kompresijske metode jest u tome što pritisak pločice na kost rezultira smanjenim dotokom krvi i otežanim cijeljenjem frakture [6].



Slika 5. Cirkulacija u kosti kod kompresijskih pločica i pločica na zaključavanje [7]

Taj problem znatno je smanjen zaključanim unutarnjim fiksatorima koji se sastoje od sustava pločice i vijaka kod kojih su vijci zaključani u pločici. Vijci imaju konični dvostruki navoj što omogućuje zaključavanje vijka za pločicu. Pločica uopće ne mora dodirivati kost te je tako očuvana vaskularizacija (slika 5). Također su spriječene primarne dislokacije na mjestu prijeloma koje inače proizlaze iz neadekvatnog oblikovanja pločice. Pločice na zaključavanje su predoblikovane kako bi u grubo pratile konture kosti te se ne trebaju dodatno prilagođavati intraoperativno. Mogu se koristiti kao kompresijske (naliježu na kost) i kao premosne (ne naliježu na kost), te kao kombinacija tih dviju metoda (LCP - eng. Locking compression plate). LCP pločice imaju dvostruke rupe koje im omogućuju višestruku ulogu [6].

## 4. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE

Za potrebe ovog rada ispitana je biomehanička stabilnost osteosinteze s konvencionalnom i s novokonstruiranom dorzalnom pločicom na zaključavanje pri cikličkom aksijalnom opterećenju i dorzalnom savijanju. Ispitivanja su provedena na umjetnim distalnim radijusima s osteotomijom koja simulira nestabilnost na mjestu prijeloma. Ispitivanja su provedena s novokonstruiranom dorzalnom pločicom na zaključavanje s poliaksijalnim vijcima tvrtke Zrinski AG i sustav dorzalnih pločica na zaključavanje s monoaksijalnim vijcima tvrtke Synthes koja je odabrana kao kontrolna pločica budući da se koristi u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Pomaci koštanih ulomaka određeni su bezkontaktno optičkim mjernim sustavom Aramis.

### 4.1. Priprema uzorka

Za ispitivanja su korištena četiri modela umjetnih kostiju (Sawbones, Malmö, Švedska) na kojima je simuliran intraartikularni prijelom sa tri koštana ulomka (slika 6).



**Slika 6. Model umjetne kosti nakon osteotomije**

Nakon izvršene osteotomije i odstranjivanja ulomaka provedena je osteosinteza pločicama na zaključavanje. Pločica tvrtke Zrinski korištena je na tri modela dok su dorzalne pločice tvrtke Synthes korištene na jednom modelu.



**Slika 6. Distalni radijus nakon osteosinteze Zrinski pločicom na zaključavanje**

Za fiksaciju pločice tvrtke Zrinski korištena su dva titanska samonarezijuća vijka na zaključavanje promjera 3.5 mm na tijelu kosti, dok je šest vijaka promjera 2.4 mm korišteno na glavi radijusa. Zaključavanje kod pločice tvrtke Zrinsko AG postignuto je urezivanjem navoja na glavi vijka u pločicu, pri čemu je rupa u pločici u obliku cvijeta. Takav oblik rupe omogućuje poliaksijalnost vijaka, odnosno vijci se mogu pozicionirati i urezati u kost s otklonom do 15°. Na slici 7. prikazan je vijak s navojem na glavi i oblik rupe u pločici. Poliaksijalnost vijaka od posebne je važnosti jer omogućuje kod multifragmentarnih prijeloma pozicioniranje vijaka na način da se koštani ulomci dovedu u anatomski ispravan položaj.



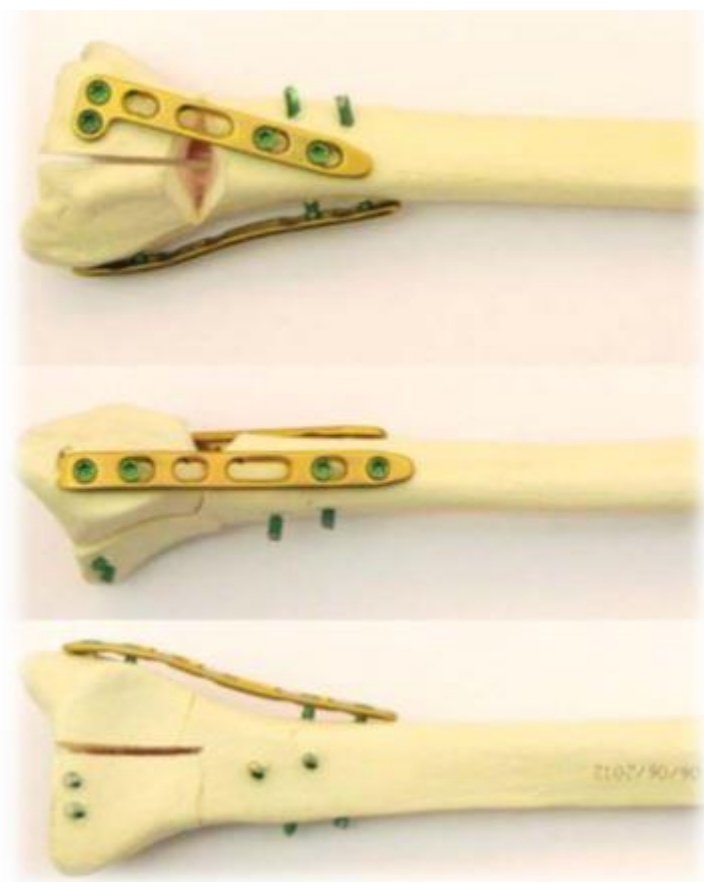
**Slika 7. Vijak s narezanom glavom i oblik rupe za vijak na novokonstruiranoj pločici tvrtke Zrinski**

Dvodijelna Synthes pločica fiksirana je s osam 2,5 mm titanskim samonarezujućim vijcima, po četiri vijka na svakoj pločici. Ove pločice za razliku od pločice tvrtke Zrinski AG imaju dvostruke rupe za vijke, što omogućuje njihovo korištenje kao pločice na zaključavanje i kompresijske pločice (slika 8).



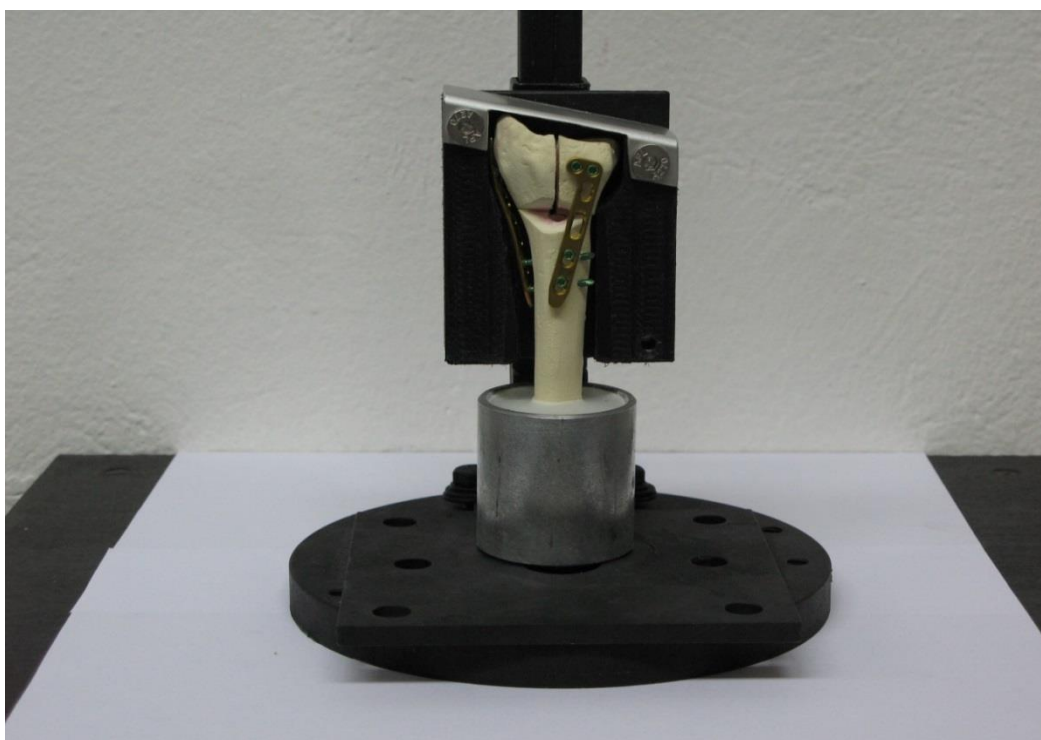
**Slika 8. Rupa za vijak na hibridnoj pločici**

Raspored vijaka na modelu kosti nakon izvršene osteosinteze sa Synthes pločicama prikazani su na slici 9. Osteosinteza na svim modelima izvedena je od strane iskusnog kirurga.



**Slika 9. Distalni radijus nakon osteosinteze Synthes sustavom dorzalnih pločica na zaključavanje**

Svi modeli zaliveni su u čelične kalupe cijevi dimenzija  $\varnothing 48 \times 50$  mm polimetilmetakrilatom (PMMA) (SCS-Beracryl D-28/Suter – Kunststoffe Ag, Švicarska) radi što preciznijeg pozicioniranja i učvršćivanja na umaralici. Čelični kalupi su prije ulijevanja PMMA očišćeni alkoholom kako bi se osiguralo lijepljenje smjese za stijenku kalupa. Da bi se osigurala ista duljina ispitnih modela izrađena je naprava za pridržavanje i centriranje uzoraka tijekom zalijevanja PMMA smjesom (slika 10).



**Slika 10. Naprava za ručno centriranje kosti u čelični kalup**

Na slici 11 prikazan je model sa Zrinski pločicom nakon zalijevanja i polimerizacije PMMA.



**Slika 11. Model sa Zrinski pločicom nakon polimerizacije PMMA**

Ispitivanja su provedena na servo-hidrauličkoj umaralici LFV 50-HH (slika 12) s upravljačkom jedinicom EDC 120 i programskim paketom DION (Walter Bai, Švicarska).



**Slika 12. Servo-hidraulička umaralica Walter+Bai LFV-50-HH**

#### **4.2. Optički mjerni sustav Aramis**

Aramis je bezkontaktni optički 3D mjerni sustav koji analizira, izračunava i dokumentira pomake i deformacije (slika13). Primjenjuje se u analizi čvrstoće konstrukcija, za određivanje svojstava materijala, verifikaciju i usavršavanje numeričkih proračuna, itd. Prikladan je za analizu objekata iz metalnih, kompozitnih, gumenih, drvenih i drugih materijala.

Za statički i dinamički opterećene objekte kao rezultate mjerenja daje:

- 3D površinske koordinate,
- 3D pomake i brzine,
- brzinu prirasta i deformacije,
- tenzor površinskih deformacija.





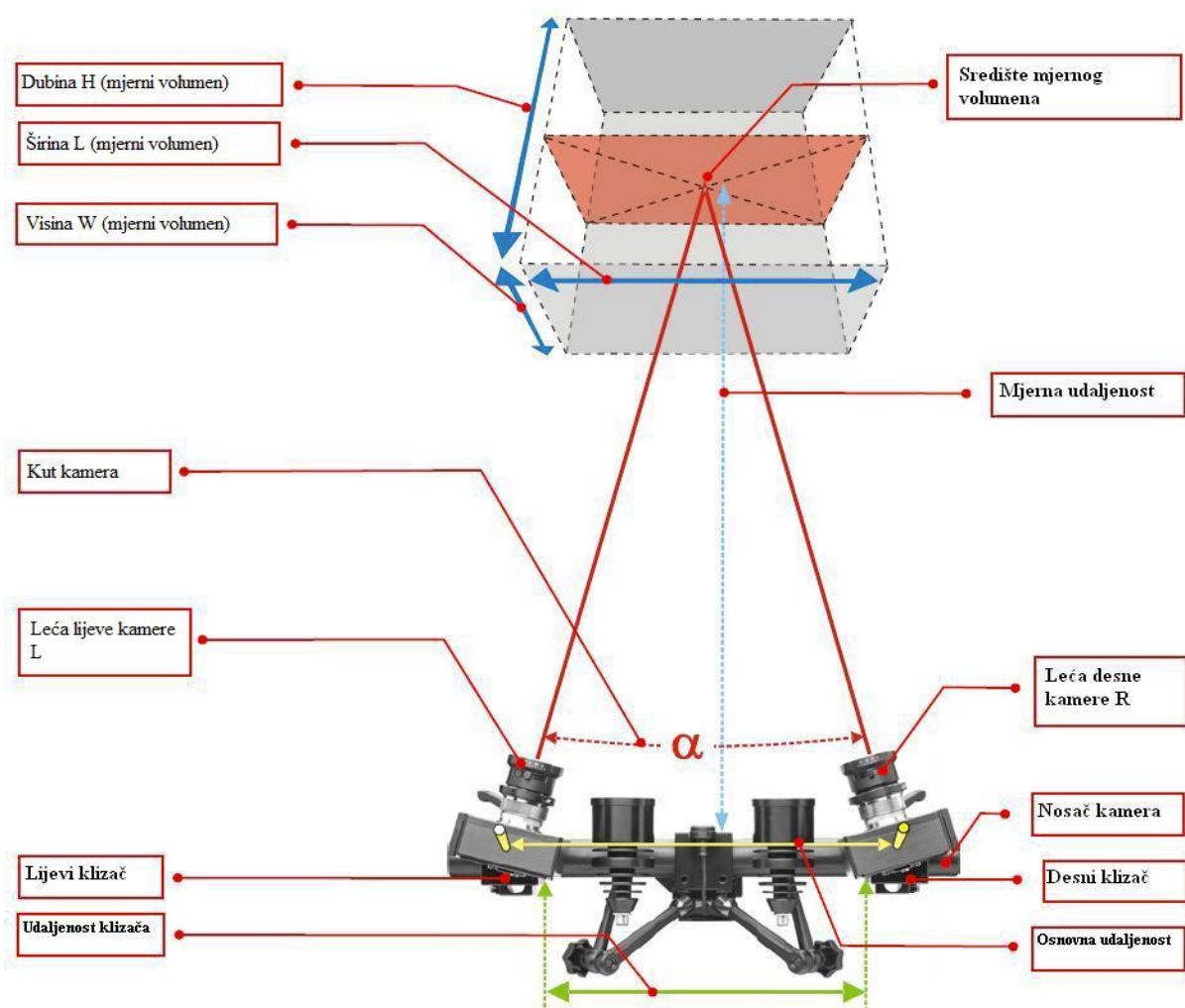
**Slika 13. Optički mjerni sustav Aramis**

U slučaju da površina mjernog objekta nema prirodnu teksturu, potrebno je na površinu nanijeti stohastički uzorak. To se postiže nanošenjem nereflektirajuće mat bijele i crne boje u obliku spreja na bazi vode (Motip – dupli GmbH, Kurt Vogelsang, Njemačka). Slika 14. prikazuje ispitne modele distalnog radijusa bez osteotomije i osteosinteze pločicama nakon nanošenja teksture.

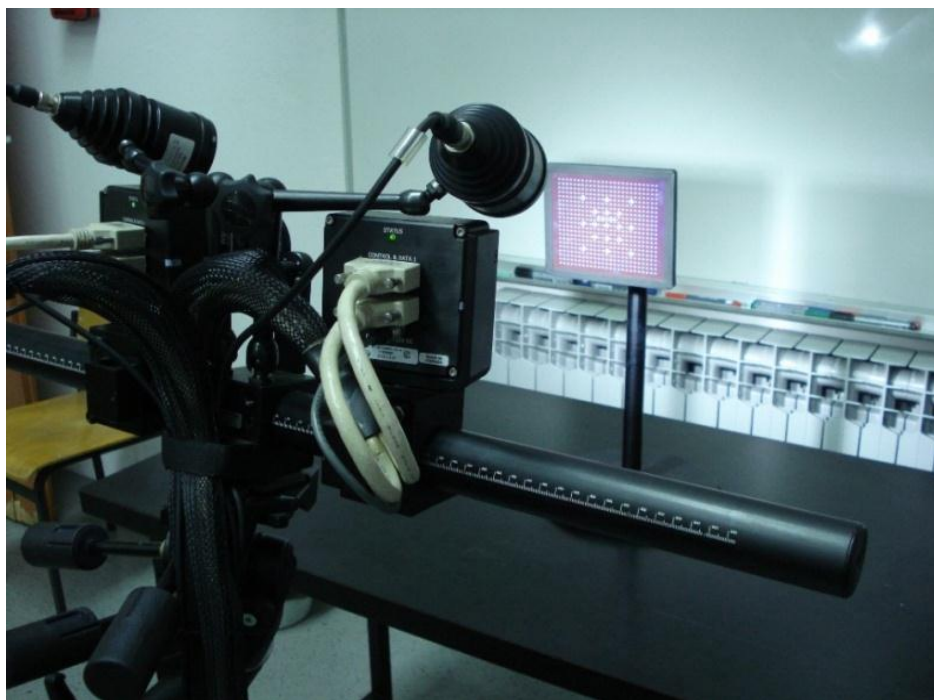


**Slika 14. Ispitni modeli distalnog radijusa nakon nanošenja teksture**

Prije same provedbe mjerenja sustav je potrebno kalibrirati. Kalibracija služi kako bi se podesili parametri sustava prikazani na slici 15. za odabrani mjerni volumen, te kako bi se eliminirale sve nepravilnosti koje mogu biti uzrokovane okolinom u kojoj se mjeri. Proces kalibracije provodi se unaprijed definiranim postupkom uz pomoć kalibracijskog objekta proizvođača optičkog sustava (slika 16.). Važno je da tokom kalibracije kalibracijski objekt bude stalno u fokusu kamera stoga je neophodno podesiti otvor blende kamera da se osigura dovoljno svjetla, a da pri tome ne dolazi do ne željnih refleksija s površine mjernog objekta.



Slika 15. Parametri za kalibraciju sustava za odgovarajući mjerni volumen

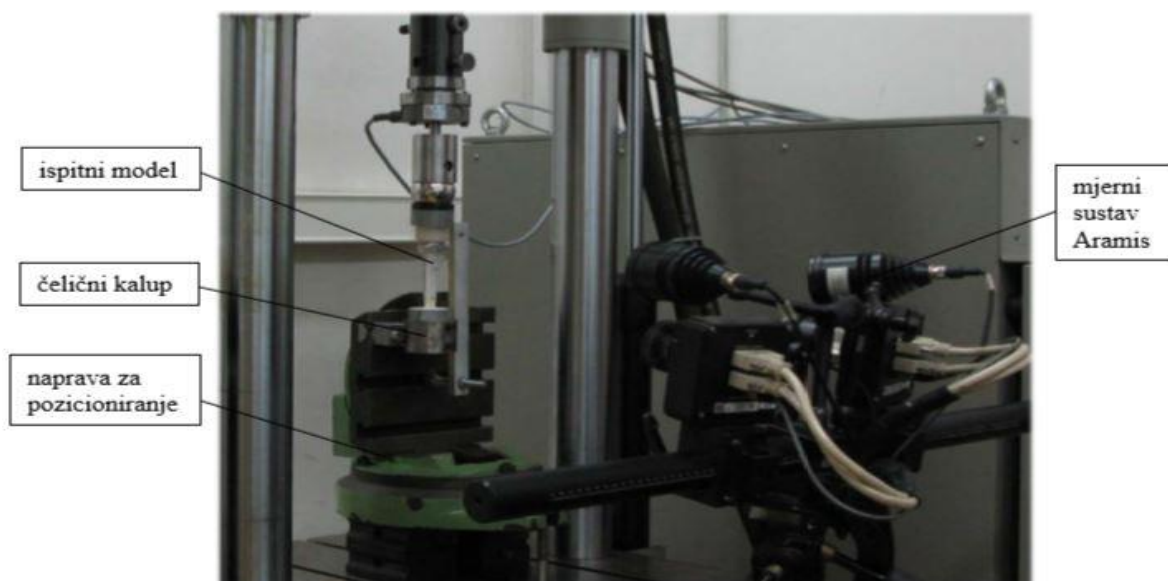


**Slika 16. Kalibracija sustava s kalibracijskim objektom CP20 90x72**

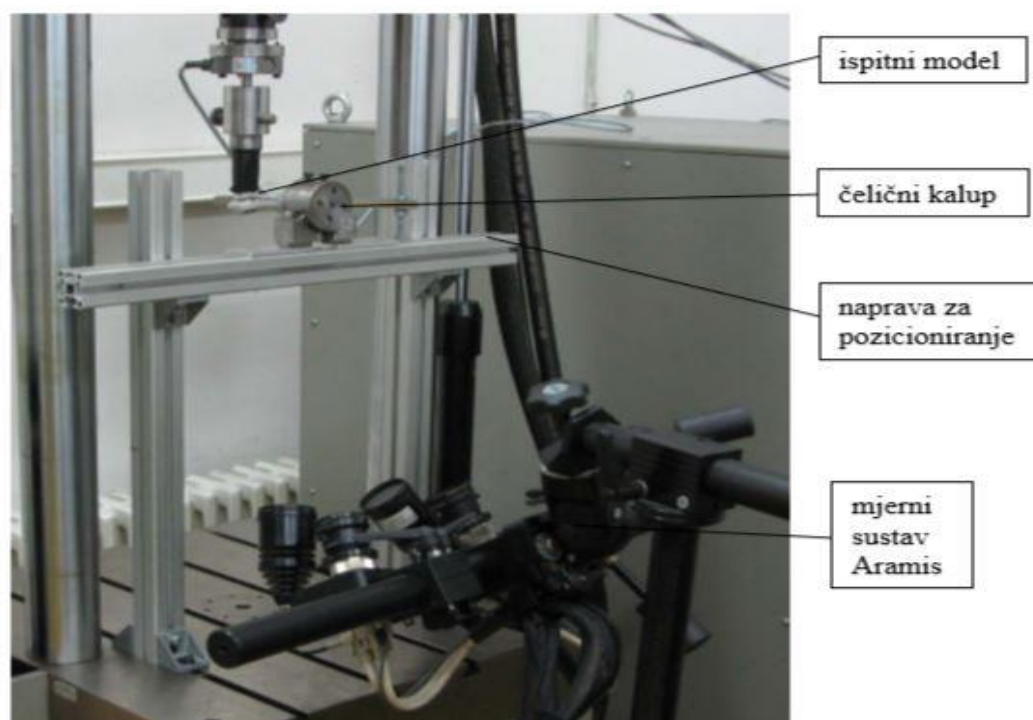
#### **4.3. Pozicioniranje modela**

Ispitni model je potrebno pozicionirati i učvrstiti na servo-hidrauličkoj umaralici. Ovisno o vrsti opterećenja korištene su dvije različite naprave za pozicioniranje modela. Jedna naprava je korištena kod aksijalnog opterećenja, dok je druga naprava korištena pri opterećenju dorzalnim savijanjem. Dvije naprave su korištene radi postizanja odgovarajuće udaljenosti kamera optičkog sustava od ispitnog modela. Daljnje pozicioniranje modela postiže se manipulacijskim mogućnostima ovih naprava koje uključuju zakretanje oko horizontalne i vertikalne osi za jednu napravu i pomicanje po horizontalnoj i vertikalnoj osi za drugu. Naprave za pozicioniranje prikazane su na slikama 17 i 18.

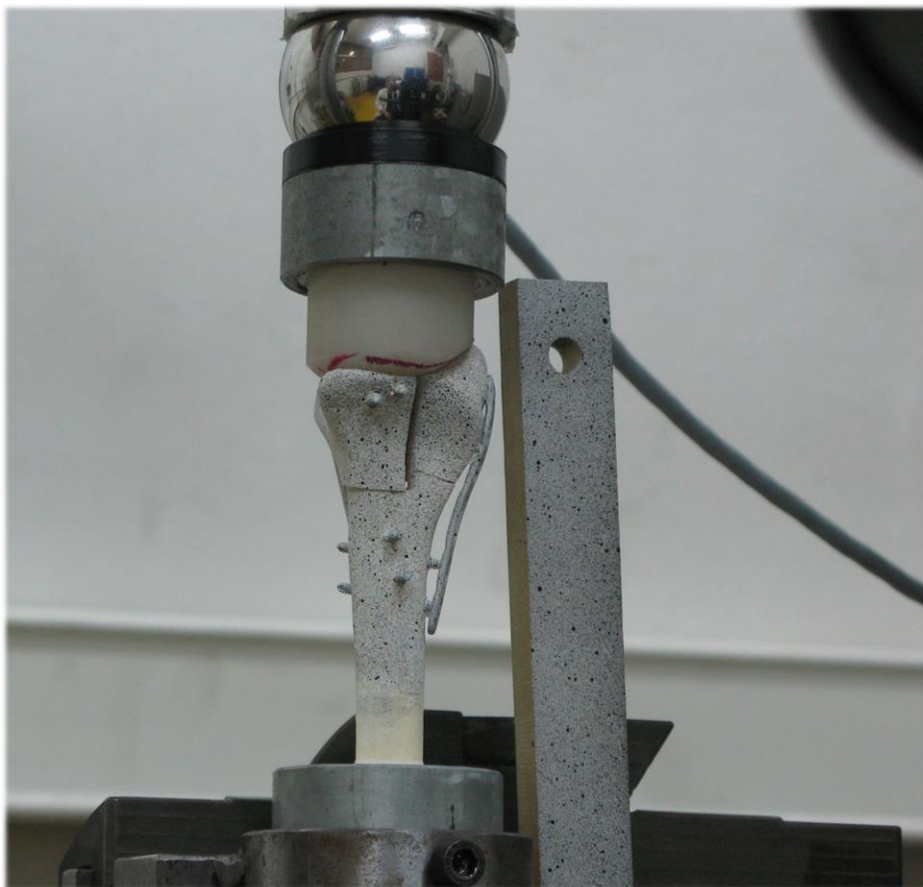
Pri aksijalnom opterećenju modeli su opterećivani preko odljevka iz PMMA smjese koji prati konturu zglobove površine distalnog kraja radijusa (slika 19.). Pri dorzalnom savijanju modeli su opterećivani preko klina čime je osiguran dodir na krajnjem distalnom kraju s volarne odnosno dorzalne strane modela (slika 20.).



**Slika 17.** Naprava za pozicioniranje ispitnog modela pri aksijalnom opterećenju



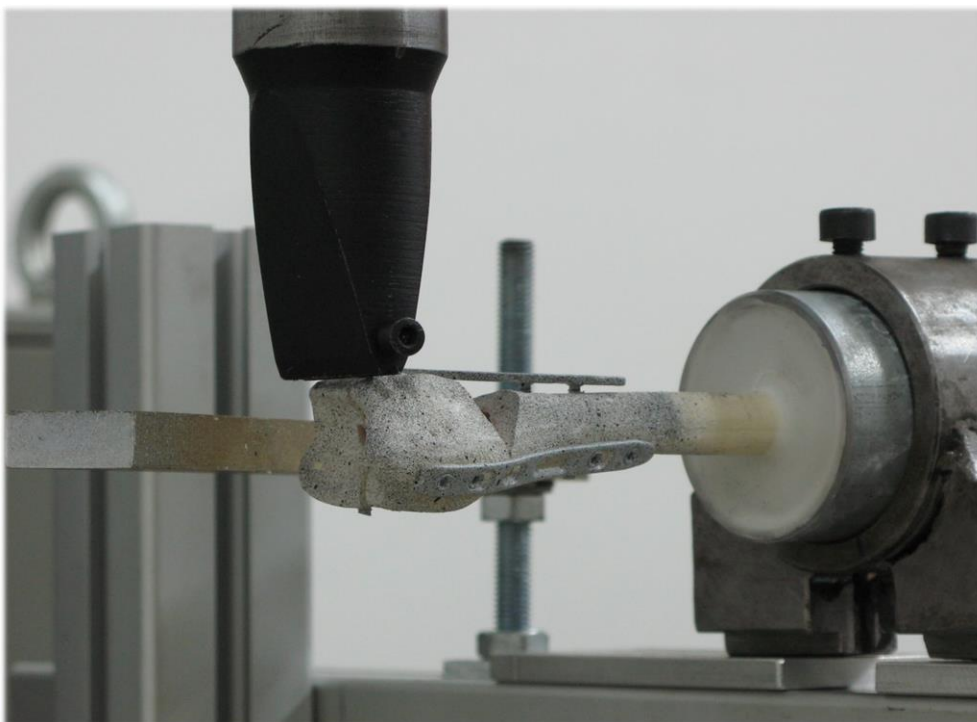
**Slika 18.** Naprava za pozicioniranje ispitnog modela pri dorzalnom savijanju



**Slika 19. Eksperimentalni postav pri aksijalnom opterećenju**

Kod oba ispitivanja uz ispitni model postavljena je i pričvršćena pločica (slika19) sa stohastičkim rasterom koja je služila kao referentni objekt. Pločica je postavljena s ciljem da se izbjegnu pomaci ispitnog uzorka kao krutog tijela u slučaju da tijekom ispitivanja dođe do pomaka mjernog sustava.

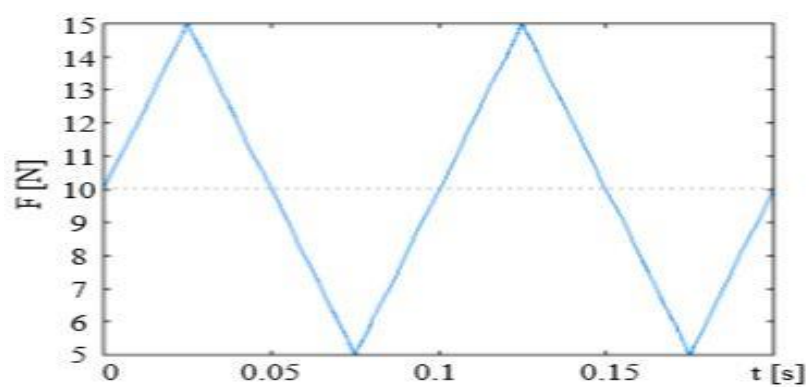




**Slika 20. Eksperimentalni postav pri dorzalnom savijanju**

#### **4.4. Provedba eksperimenta**

Za korištenje servo–hidrauličke umaralice bilo je potrebno napisati programski kod za opterećivanje uzoraka i definirati parametre kao što su brzina opterećivanja i iznos opterećenja, a kao izlazni podatak dobiven je pomak, kao funkcija broja ciklusa opterećenja. Svi modeli korišteni su pri ispitivanjima kod oba opterećenja. Pri aksijalnom opterećenju vrijednost odabrane minimalne sile iznosila je 50 N, a maksimalne 150 N. Kod dorzalnog savijanja minimalna vrijednost sile iznosila je 5 N, dok je maksimalna sila iznosila 15 N. Kod svih ispitivanja za oblik cikličkog opterećenja odabran je trokutasti oblik (slika 21) [8]. Brzina kojom su modeli opterećivani pri aksijalnom opterećenju bila je 0,45 mm/s. Modeli su kod dorzalnog savijanja opterećivani brzinom od 2,5 do 3,5 mm/s. Odabrani broj ciklusa iznosio je 2000. Ovaj broj ciklusa uobičajen je kod biomehaničkih cikličkih ispitivanja. Uzorak je slikan optičkim sustavom Aramis u svakom 100-tom ciklusu pri minimalnoj i maksimalnoj sili.



Slika 21. Trokutasto opterećenje pri ciklickom ispitivanju

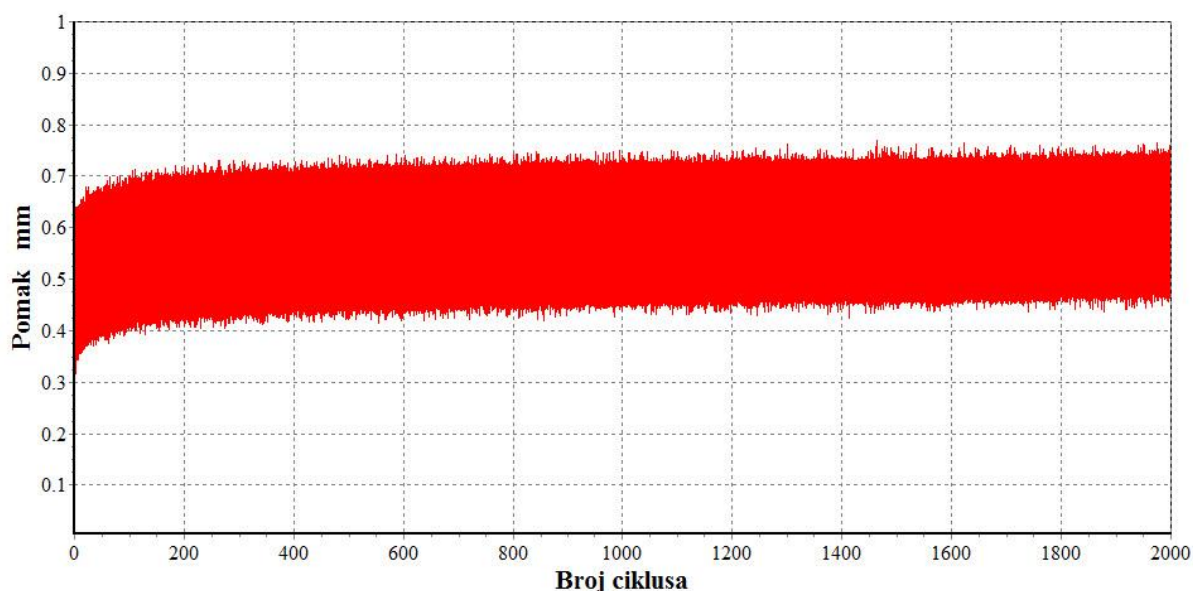


## 5. REZULTATI

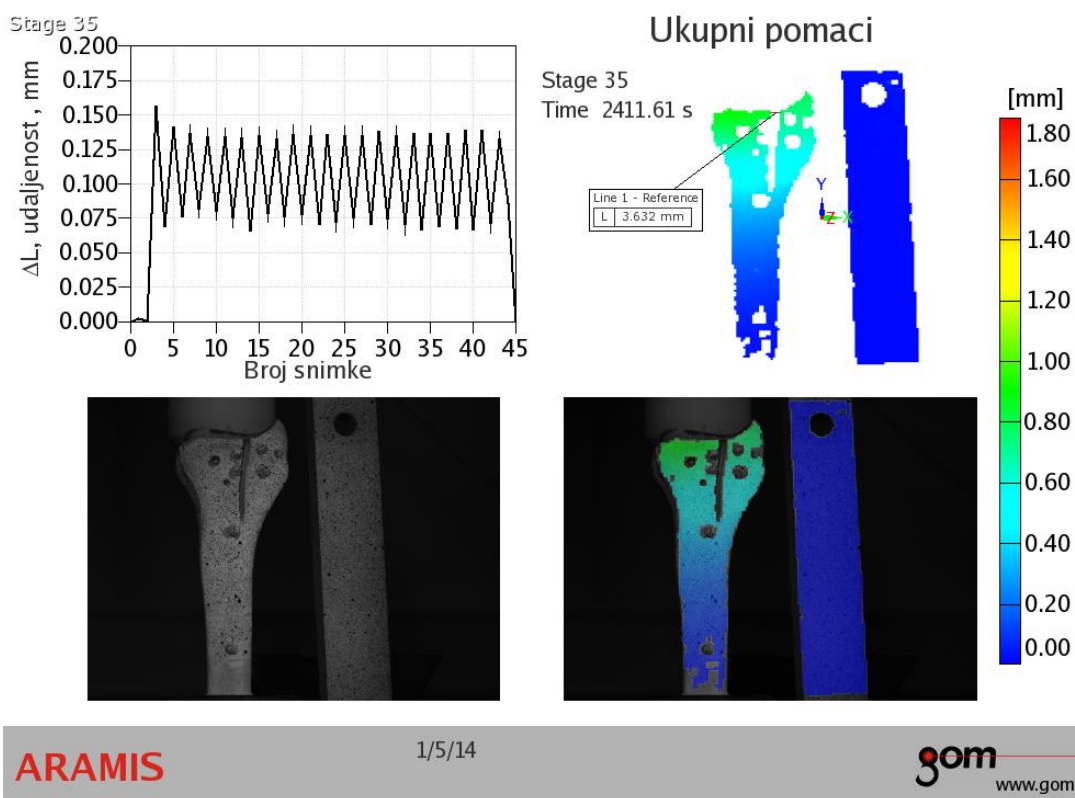
U ovom poglavlju prikazani su rezultati cikličkog ispitivanja stabilnosti koštanih ulomaka distalnog radijusa kod osteosinteze pločicama na zaključavanje proizvođača Synthes i Zrinski.

### 5.1. Rezultati ispitivanja pri aksijalnom opterećenju

Pri aksijalnom opterećenju ispitana su tri modela sa Zrinski pločicom i jedan model sa sustavom pločica Synthes. Na slici 22 prikazan je dijagram maksimalnih i minimalnih pomaka za treći modela sa Zrinski pločicom tijekom 2000 ciklusa opterećenja. Svaki stoti ciklus opterećenja je slikan optičkim sustavom Aramis i podatci su obrađeni u programu V.6.2 samog mjernog sustava. Obradom podataka mjerenja dobiveni su ukupni pomaci na distalnom kraju radijusa i promjena duljine frakturne pukotine na volarnoj strani modela. Na slici 23 prikazano je sučelje programa Aramis pri određivanju promjene duljine frakturne pukotine u svakom stotom ciklusu opterećenja.

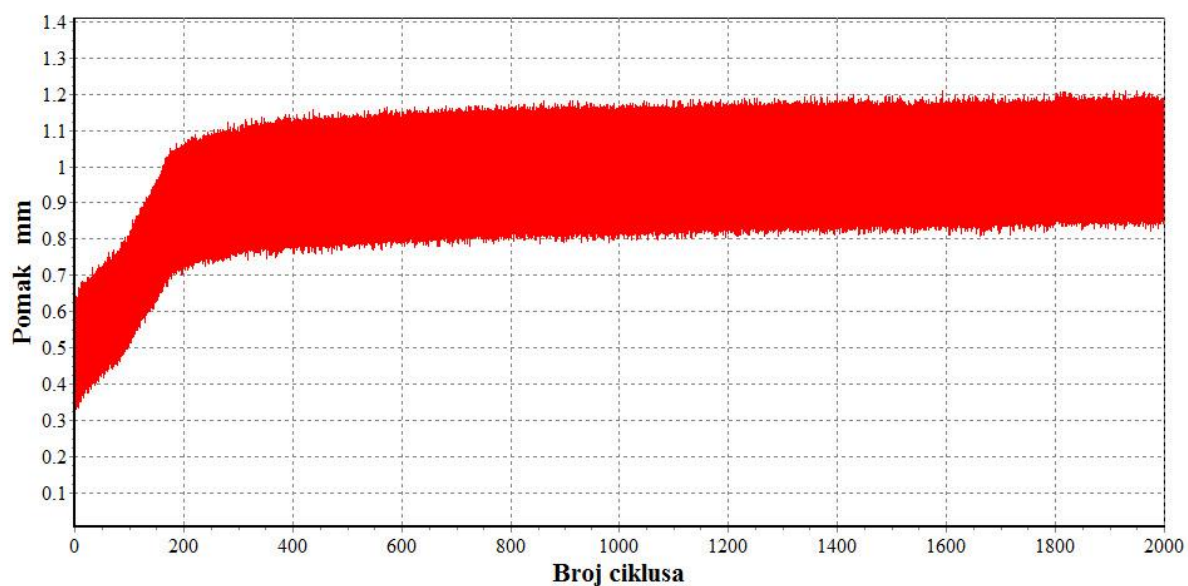


**Slika 22. Maksimalni i minimalni pomaci kod trećeg modela sa Zrinski pločicom tijekom 2000 ciklusa opterećenja**

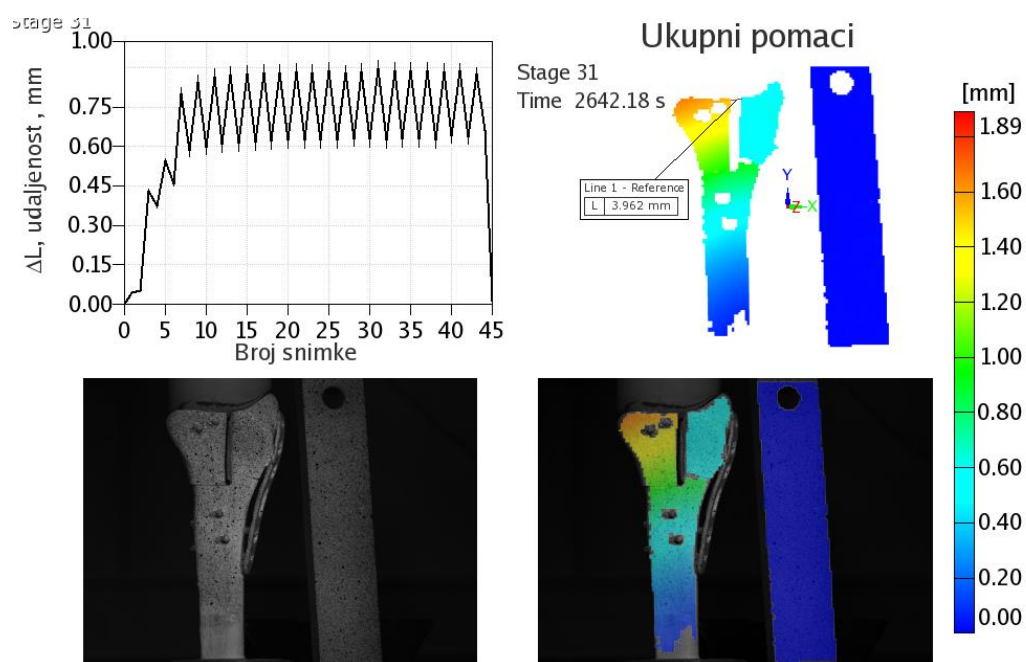


**Slika 23. Promjena duljine frakturne pukotine trećeg modela sa Zrinski pločicom za svaki 100-ti ciklus opterećenja**

Pomaci pri maksimalnom i minimalnom opterećenju modela sa Synthes pločicama tijekom 2000 ciklusa opterećenja prikazani su na slici 24. Promjena duljine frakturne pukotine u svakom stotom ciklusu opterećenja vidljiva je na slici 25.



**Slika 24.** Maksimalni i minimalni pomaci koštanih ulomaka modela sa Synthes dorzalnim pločicama tijekom 2000 ciklusa



ARAMIS

1/5/14

gom

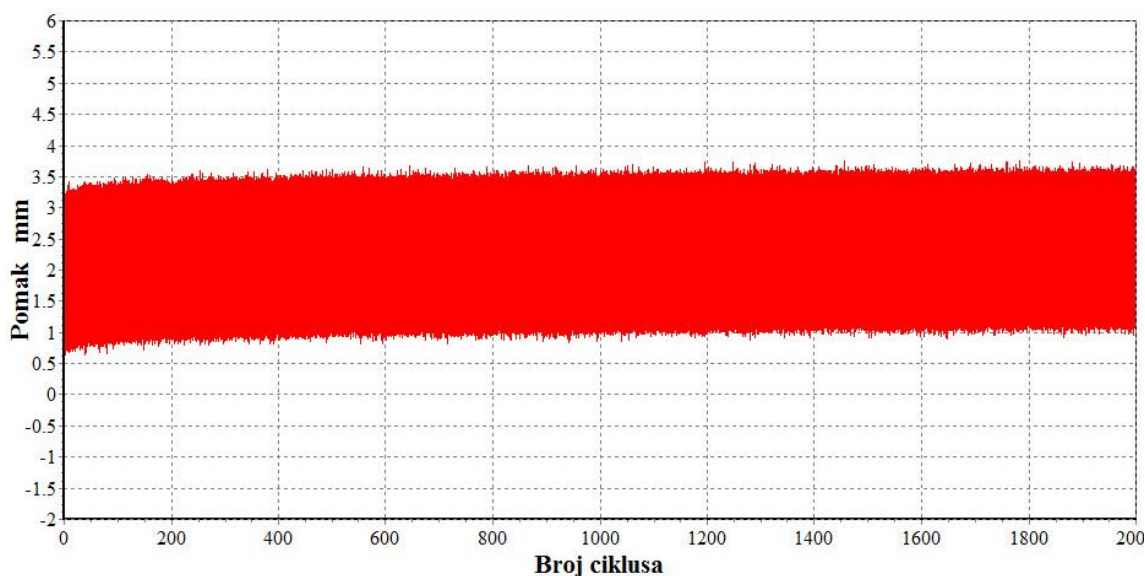
www.gom.com

**Slika 25.** Promjena duljine frakturne pukotine modela sa Synthes dorzalnim pločicama za svaki 100-ti ciklus opterećenja

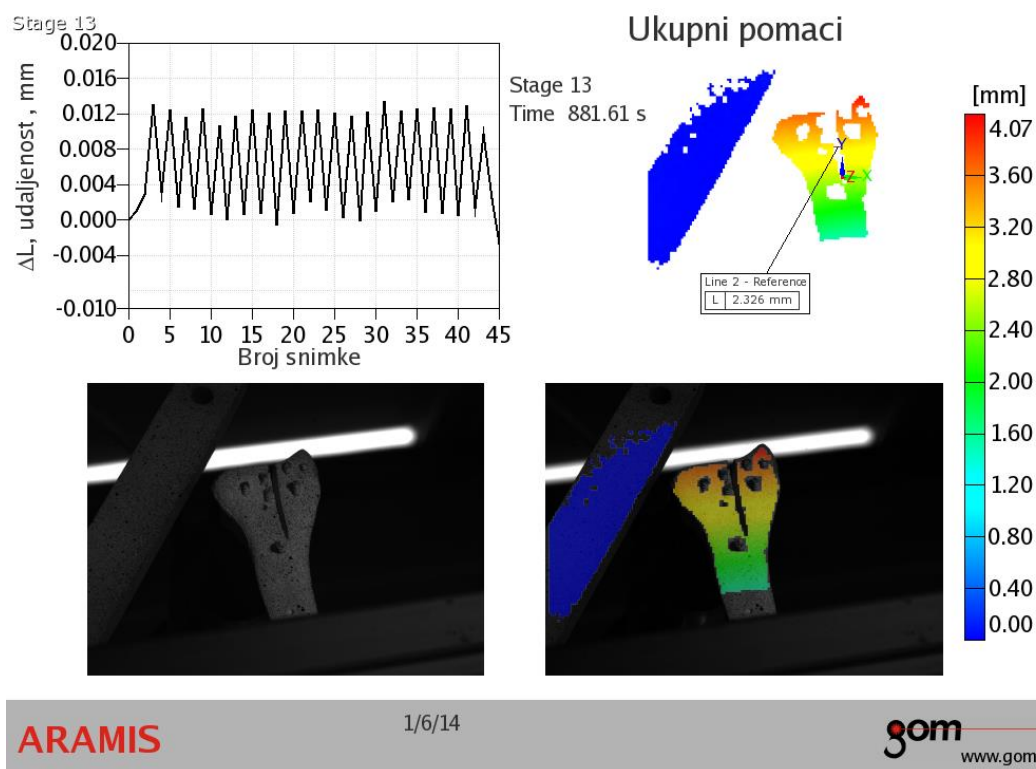
Iz dijagrama promjene duljine pukotine vidljivo je da se novokonstruiranom pločicom tvrtke Zrinski postiže znatno stabilnija fiksacija koštanih ulomaka pri aksijalnom opterećenju.

## 5.2. Rezultati ispitivanja pri dorzalnog savijanju

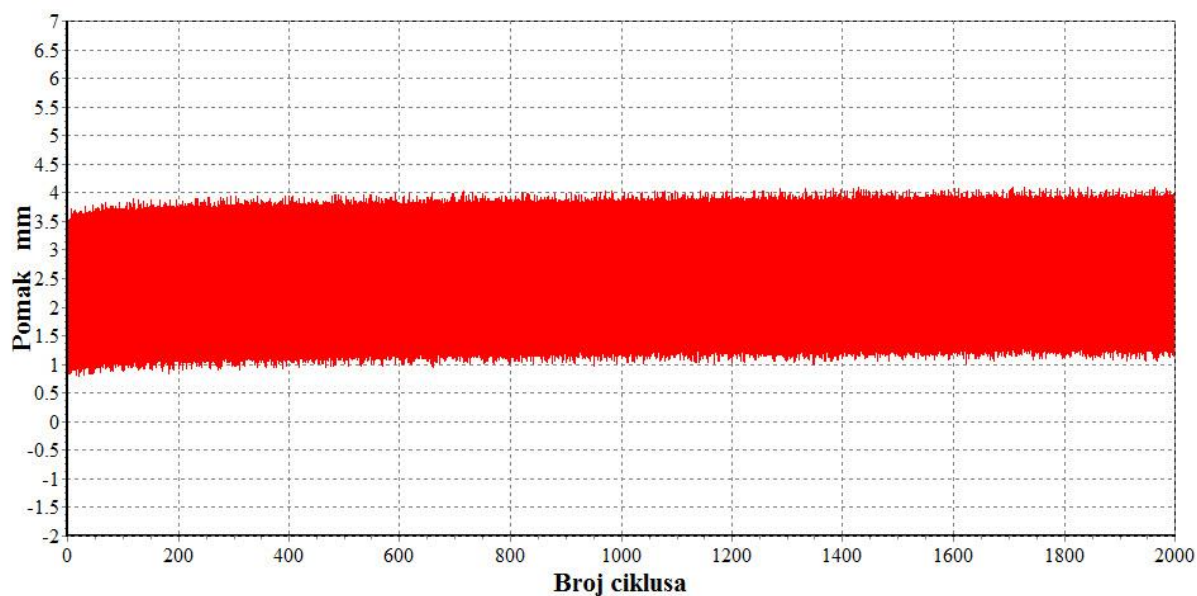
Ispitivanja pri dorzalnog opterećenju provedena su s istim uzorcima kao i ispitivanja pri aksijalnom opterećenju. Maksimalni i minimalni pomaci tijekom 2000 ciklusa opterećenja za treći model sa Zrinski pločicom prikazani su na slici 26, dok su pomaci za model sa Synthes pločicom dani na slici 28. Analiza promjene duljine frakturne pukotine u svakom stotom ciklusu opterećenja za oba modela provedena je kao i kod aksijalnog opterećenja. Rezultati za model sa Zrinski pločicom prikazani su na slici 27, a za model sa Synthes pločicom na slici 29.



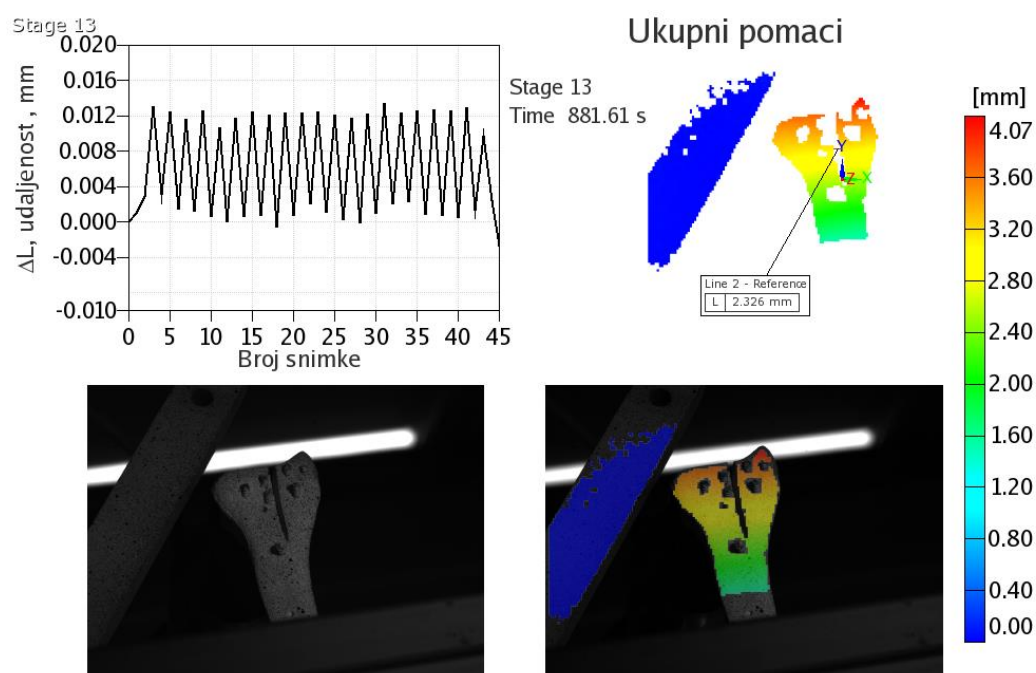
**Slika 26. Maksimalni i minimalni pomaci koštanih ulomaka trećeg modela sa Zrinski pločicom tijekom 2000 ciklusa**



Slika 27. Promjena duljine frakturne pukotine trećeg modela sa Zrinski pločicom za svaki 100-ti ciklus



**Slika 28.** Maksimalni i minimalni pomaci koštanih ulomaka modela sa Synthes dorzalnim pločicama tijekom 2000 ciklusa



ARAMIS

1/6/14

gom  
www.gom.com

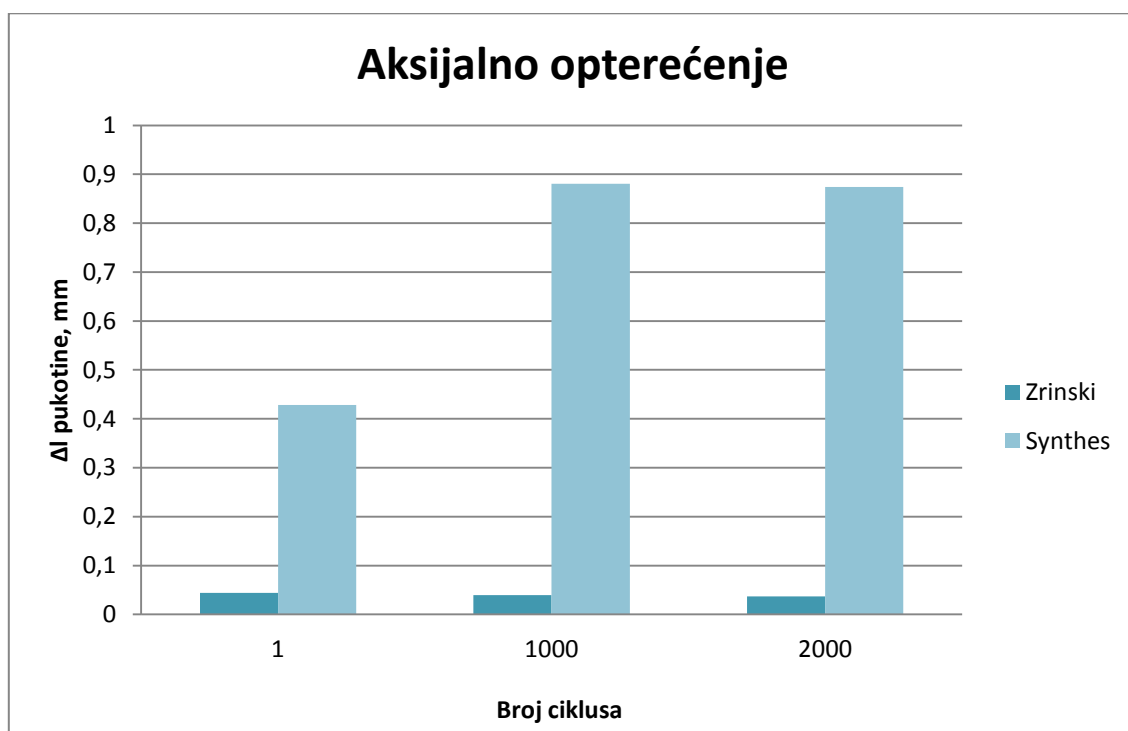
**Slika 29.** Promjena duljine frakturne pukotine modela sa Synthes dorzalnim pločicama za svaki 100-ti ciklus

Za promjenu duljine frakturne pukotine pri dorzalnom savijanju za oba modela u 1., 1000. i 2000. ciklusu prikazani su u tablici 1 i dijagramom na slikama 30 i 31 zajedno sa rezultatima dobivenim pri aksijalnom opterećenju.

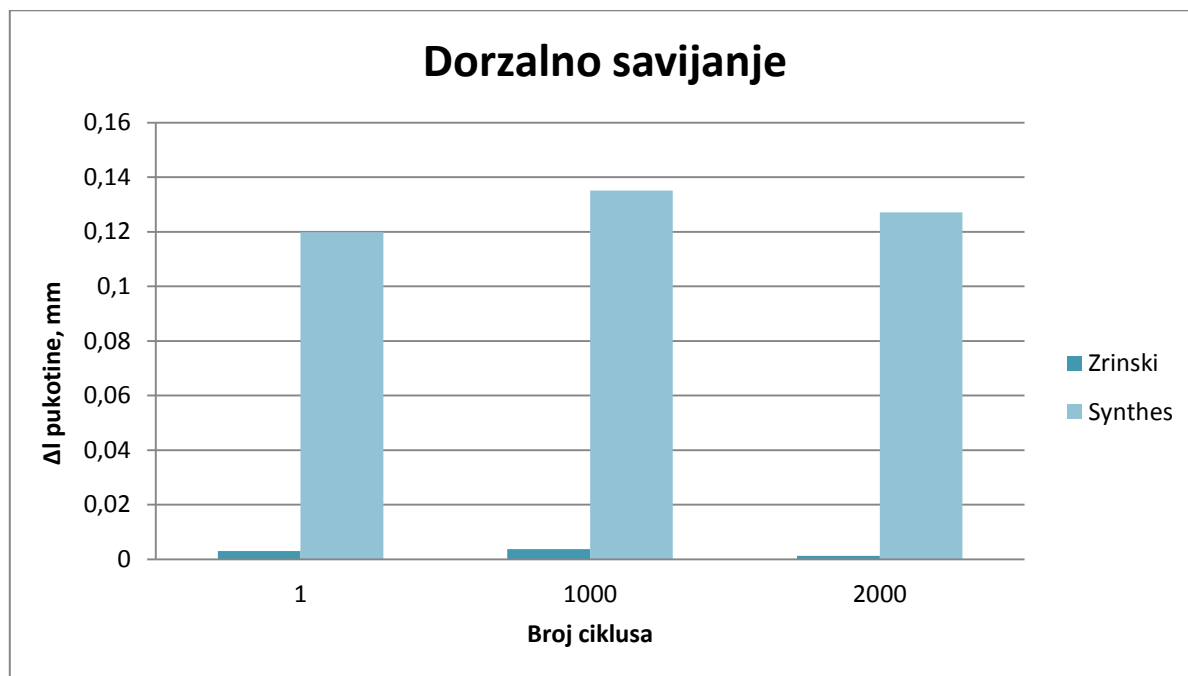
Iz rezultata je vidljivo da novokonstruirana pločica i pri dorzalnom savijanju osigurava puno veću stabilnost koštanih ulomaka od sustava pločica Synthes. Također je vidljivo da je promjena duljine frakturne pukotine kod oba modela manja pri dorzalnom savijanju. Prikazani rezultati za model sa Zrinski pločicom predstavljaju srednje vrijednosti dobivene na tri ispitna uzorka

**Tablica 1. Promjena duljine frakturne pukotine za različite cikluse opterećenja**

<i>Broj ciklusa</i>	<i>Pločica Zrinski</i> <i><math>\Delta l</math> mm</i>		<i>Dodijelna Synthes pločica</i> <i><math>\Delta l</math> mm</i>	
	Aksijalno	Dorzalno	Aksijalno	Dorzalno
1	0.044	0.003	0.428	0.120
1000	0.0396	0.0037	0.880	0.135
2000	0.03697	0.0012	0.874	0.127



**Slika 30.** Usporedba srednjih vrijednosti promjene duljine pukotine kod modela sa Synthes i Zrinski pločicama pri aksijalnom opterećenju



**Slika 31.** Usporedba srednjih vrijednosti promjene duljine pukotine kod modela sa Synthes i Zrinski pločicama pri dorzalnom savijanju



## 6. ZAKLJUČAK

Cilj ovog rada je bio ispitati biomehaničku stabilnost osteosinteze pločicama na zaključavanje kod intraartikularnih prijeloma distalnog radijusa. Ciklička ispitivanja provedena su na umjetnim distalnim radijusima s klinastom frakturnom pukotinom. Provedeno je osam ispitivanja na četiri modela distalnog radijusa. Na tri modela postavljena je novokonstruirana pločica na zaključavanje tvrtke Zrinski AG, a jedan distalni radijus sa sustavom pločica na zaključavanje Synthes je poslužio kao kontrolni model. Uzorci su opterećeni s aksijalnim tlačnim opterećenjem i dorzalnim savijanjem a pomaci tijekom cikličkog ispitivanja su mjereni bezkontaktno optičkim sustavom Aramis.

Kod oba opterećenja na modelima s novokonstruiranom pločicom dobiveni su znatno manji pomaci. Puno veća krutost sustava s novokonstruiranom pločicom jednim dijelom je rezultat samog sustava zaključavanja koji osigurava poliaksijalnost vijaka do 15°, što omogućuje postavljanje vijaka u različitim neparalelnim konfiguracijama, čime se povećava stabilnost koštanih ulomaka.

Na osnovi dobivenih rezultata ispitivanja može se zaključiti da novokonstruirana pločica na zaključavanje osigurava znatno veću biomehaničku stabilnost pri cikličkim opterećenjima od konvencijalnog sustava dorzalnih pločica na zaključavanje.

## LITERATURA

- [1] Milutinović, S. i ostali Prelomi distalnog radijusa, Acta Clinica, 12(2), 2012, 70-87.
- [2] Marušić, A. Anatomija čovjeka, Medicinska naklada, 2002.
- [3] Platzer, W. Priručni anatomske atlas, prvi svezak, Medicinska naklada, Zagreb, 2011.
- [4] Moore, K. Clinically Oriented Anatomy, Lippincott Williams and Wilkins, 2005.
- [5] Muller, ME.; Allgower, JM.; Schneider, R.; Willengger, H. Manual of Internal Fixation, 3rd ed., Springer-Verlag, Berlin, 1992.
- [6] <http://www.synthes.com/MediaBin/US%20DATA/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/SUTGLargeLCPJ4331I.pdf>
- [7] Wagner, M. General principles for the clinical use of the LCP, Injury, Int. J. Care Injured 34, 2003, S-B31–S-B42.
- [8] Alfrević, I.; Saucha, J.; Tonković, Z.; Kodvanj, J. Uvod u mehaniku. I. Statika krutih tijela, Golden marketing-Tehnička knjiga, Zagreb, 2010.

## **PRILOZI**

### **I. CD-R disc**